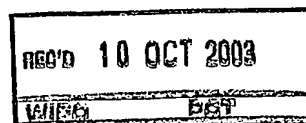


BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND 22.09.03

10/529682



**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung
einer Patentanmeldung**

Aktenzeichen: 102 45 715.8

Anmeldetag: 01. Oktober 2002

Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE

Bezeichnung: Verfahren und Vorrichtung zur Erzeugung von Teil-
abbildungen

IPC: H 04 N 5/335

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ur-
sprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 4. April 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

Ebert

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)



BESCHREIBUNG

Verfahren und Vorrichtung zur Erzeugung von Teilabbildungen

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb einer Abbildungsvorrichtung mit einem zweidimensionalen Feld von Bildsensoren sowie einer Auswertungseinheit, welche die

- 5 Bildpunktsignale, die durch ein Binning zusammenfasste Ausgangssignale von Bildsensoren repräsentieren, höchstens mit einer Maximalrate G_{\max} auslesen und verarbeiten kann. Ferner betrifft sie eine derartige Abbildungsvorrichtung, die zur Durchführung des Verfahrens eingerichtet ist.

- 10 Abbildungsvorrichtungen mit einem zweidimensionalen Feld von einzelnen Bildsensoren sind aus digitalen Fotoapparaten, Videokameras oder Röntgenapparaten bekannt. Nachfolgend sollen stellvertretend dynamische Röntgenflachdetektoren (FDXD: Flat Dynamic X-ray Detector) betrachtet werden, wobei die Anwendung der Erfindung hierauf jedoch nicht begrenzt ist.

15

Dynamische Röntgenflachdetektoren bekannter Bauart weisen eine sehr hohe Anzahl einzelner Bildsensoren auf, die typischerweise in der Größenordnung von 2000×2000 liegt. Ferner können Abbildungen aus dem Feld der Bildsensoren mit verhältnismäßig hohen Bildfolge- bzw. Abbildungsraten von typischerweise 30 Hz oder mehr ausgelesen

- 20 werden. Die Übertragung der Bildpunktsignale zur Auswertungs elektronik und ihre dortige Weiterverarbeitung ist indes technisch derzeit noch durch eine Maximalrate G_{\max} derart begrenzt, dass es nicht möglich ist, das gesamte Feld der Bildsensoren mit der maximalen Abbildungsrate auszulesen. Um diese apparativen Begrenzungen einzuhalten, werden bei bekannten Röntgendetektoren üblicherweise drei verschiedene Methoden
- 25 einzeln oder in Kombination eingesetzt:

1. Die Abbildungen werden mit einer geringeren als der größtmöglichen Abbildungsrate ausgelesen.

2. Durch ein sogenanntes "Binning" werden die Signale von kleinen Gruppen benachbarter Bildsensoren (typischerweise 2×2 , 3×3 etc.) zu einem Bildpunktsignal verringerter örtlicher Auflösung zusammengefasst. Der "Binningfaktor" b beschreibt dabei die Anzahl der zusammengefassten Bildsensoren.

5

3. Die Ränder des Feldes werden nicht ausgelesen, so dass nur ein zentriert im Feld liegender und üblicherweise quadratischer Teilbereich ausgelesen wird.

- 10 In der Praxis lassen sich mit diesen Methoden jedoch oft nur unbefriedigende Ergebnisse erzielen. So sind z.B. im klinischen Einsatz die verfügbaren Bildformate oft suboptimal, was dazu führt, dass interessierende Körperregionen nicht vollständig abgebildet werden.

- Vor diesem Hintergrund ist es eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Abbildungsvorrichtung und ein Verfahren für ihren Betrieb bereitzustellen, die eine bessere
15 Anpassung von Abbildungsparametern entsprechend den Bedürfnissen der Praxis erlauben.

- Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 sowie durch eine Abbildungsvorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 9 gelöst. Vorteil-
20 hafte Ausgestaltungen sind in den Unteransprüchen enthalten.

- Das erfindungsgemäße Verfahren dient dem Betrieb einer Abbildungsvorrichtung, welche ein zweidimensionales Feld von Bildsensoren sowie eine Auswertungseinheit aufweist, die Bildpunktsignale höchstens mit einer Maximalrate G_{\max} (Anzahl ausgelesener
25 Bildpunktsignale pro Zeiteinheit) auslesen und verarbeiten kann. Die Bildsensoren erzeugen jeweils ein (vorzugsweise elektrisches) Ausgangssignal, das der von ihnen registrierten Strahlungsmenge entspricht. Diese Ausgangssignale werden durch ein Binning zu den erwähnten Bildpunktsignalen zusammengefasst, wobei formal auch ein Binning mit dem Binningfaktor $b = 1$ eingeschlossen sein soll, bei welchem die Bildpunktsignale mit
30 den Ausgangssignalen der Bildsensoren identisch sind. Bei dem Verfahren werden die folgenden Schritte ausgeführt:

- Mindestens ein Parameter zur Festlegung eines Teilbereiches des Feldes wird vorgegeben. Z.B. kann von einem rechteckigen Teilbereich die Breite und die Lage eines Eckpunktes (= drei Parameter) vorgegeben werden.
- Eventuell verbleibende Parameter zur Festlegung des Teilbereiches (im vorstehenden Beispiel dessen Höhe) sowie der Binningfaktor b (Anzahl in einem Bildpunktsignal zusammengefasster Bildsensoren) und die Abbildungsrate f (Anzahl komplett ausgelesener Abbildungen pro Zeiteinheit) werden so festgelegt, dass bei Auslesen aller Bildpunktsignale nur aus dem Teilbereich des Feldes die Maximalrate G_{\max} der Auswertungseinheit nicht überschritten wird.
- Wenn n die Anzahl der Bildsensoren im Teilbereich ist, lautet obige Bedingung in Formeln:

$$nf/b \leq G_{\max} \quad (1)$$

- Mit dem beschriebenen Verfahren ist es möglich, flexibel einen Teilbereich des Feldes der Bildsensoren hinsichtlich seiner Lage, Form, Größe etc. vorzugeben, wobei anschließend die übrigen Abbildungsparameter automatisch so angepasst werden, dass einerseits die Begrenzung der Abbildungsvorrichtung eingehalten und andererseits ihre Leistungsfähigkeit optimal ausgenutzt wird.
- Vorzugsweise sind die Bildsensoren in einem periodischen Muster wie zum Beispiel einem Gitter mit rechteckigen oder hexagonalen Zellen in einem rechteckigen Feld angeordnet, und die Form der Teilbereiche ist als rechteckig mit zu den Rändern des Feldes parallelen Seiten vorgegeben. Eine derartige Form der Teilbereiche ist verarbeitungstechnisch vorteilhaft, da die Auswertung von entsprechenden Bildsensor-Feldern üblicherweise zeilen- und spaltenorientiert erfolgt. Ein Teilbereich kann daher durch zwei Eckpunkte (d.h. vier Parameter) vollständig beschrieben und besonders einfach ausgelesen werden.

Weiterhin handelt es sich bei den Bildsensoren vorzugsweise um Röntgenstrahlungssensoren, welche (direkt oder indirekt) ein von der absorbierten Röntgenstrahlungsmenge abhängiges elektrisches Signal erzeugen. Beim Einsatz von Röntgenapparaten wie z.B. einem dynamischen Röntgenflachdetektor (FDXD) für die medizinische

- 5 Diagnose und Therapie ist die flexible Wählbarkeit des abzubildenden Teilbereiches von besonderem Vorteil, da die Abbildung hierdurch ohne eine Positionsveränderung der Röntgenapparatur auf den interessierenden Körperbereich eingestellt werden kann.

Zudem sind bei manchen Eingriffen, zum Beispiel an Venen oder an der Speiseröhre, länglich-rechteckige Bildformate optimal, welche bei dem Verfahren ohne weiteres
10 ausgewählt werden können. Die Größe des abgebildeten Bereiches und damit die Strahlenbelastung des Patienten können durch die Flexibilität der Bereichswahl auf das unvermeidbare Minimum begrenzt werden.

- Gemäß einer speziellen Ausgestaltung des Verfahrens wird der Teilbereich in einem
15 Service-Modus vorgegeben, wobei der Service-Modus sich vom normalen Betriebsmodus der Abbildungsvorrichtung dadurch unterscheidet, dass er eine besondere Autorisierung des Benutzers erfordert. Üblicherweise können die im Service-Modus möglichen Einstellungen nur von speziellem Servicepersonal der Abbildungsvorrichtung (zum Beispiel einem Röntgengerät) vorgenommen werden. Dieses kann dann dem
20 individuellen Einsatzgebiet der Abbildungsvorrichtung und den Wünschen der Benutzer entsprechende Teilbereiche individuell vorgeben, so dass im nachfolgenden Normalbetrieb zwischen den vorgegebenen Teilbereichen ausgewählt werden kann.

- Bei einer bevorzugten Ausgestaltung des Verfahrens werden Regeln vorgegeben, gemäß
25 welchen Größen gegenüber ihren aktuellen Werten verändert werden, um die Einhaltung der Maximalrate G_{\max} zu erreichen. Beispielsweise kann nach Vorgabe des gesamten Teilbereiches durch den Benutzer primär versucht werden, Ungleichung (1) durch Änderung der Abbildungsrate f zu erfüllen, wobei der aktuelle Wert des Binningfaktors b zur weiteren Anpassung erst dann herangezogen wird, wenn die Abbildungsrate f
30 vorgegebene Grenzen überschreitet.

Gemäß einer anderen Weiterbildung des Verfahrens erfolgt die Auswertung der Bildpunktsignale in der Auswertungseinheit mit Hilfe von Kalibrierungsabbildungen, die auf den zugrunde liegenden Teilbereich bezogen sind. Darüber hinaus können die Kalibrierungsabbildungen in üblicher Weise auf sonstige Abbildungsparameter wie z.B. die

- 5 Abbildungsrate bezogen sein. Vor allem bei Röntgenapparaten ist es zur Erzielung einer optimalen Abbildungsqualität erforderlich, die ausgelesenen Bildsignale zu kalibrieren. Hierfür werden Kalibrierungsabbildungen benötigt, die denselben (Teil-)Bereich unter definierten Randbedingungen abbilden. Zum Beispiel werden zur Korrektur eines Offsets Dunkelbilder als Kalibrierungsabbildungen benötigt, die bei gleichen Werten von Abbildungsrate und Binning ohne eine Bestrahlung der Bildsensoren gewonnen wurden.

Die vorstehend erwähnten Kalibrierungsabbildungen stehen in der Regel nicht fertig vorbereitet zur Verfügung, da die Lage des Teilbereiches ja beliebig ist. Die Gewinnung von Kalibrierungsabbildungen erfolgt daher vorzugsweise gemäß den folgenden Schritten:

- 15
1. Das gesamte Feld der Bildsensoren wird in Teilbereiche zerlegt. Die Teilbereiche sollen dabei gemeinsam die gesamte Feldfläche abdecken, wobei Überlappungen zwischen den Teilbereichen zulässig sind.
 - 20 2. Für jeden der Teilbereiche werden Kalibrierungsabbildungen erzeugt, die sich auf diesen Teilbereich sowie gegebenenfalls weitere erforderliche Abbildungsparameter (z.B. Binning oder Abbildungsrate) beziehen. Die Teilbereiche sind dabei in Schritt 1 so zu wählen, dass diese Erzeugung solcher Kalibrierungsabbildungen möglich ist. Insbesondere ist in Schritt 1 die Größe der Teilbereiche in Bezug auf das verwendete Binning und die verwendete Abbildungsrate so klein zu wählen, dass die Maximalrate G_{\max} der Auswertungseinheit bei der Erzeugung der Kalibrierungsabbildungen nicht überschritten wird.
- 25

3. Aus den gewonnenen Kalibrierungsabbildungen der Teilbereiche werden dann auf das gesamte Feld der Bildsensoren und die eventuellen weiteren Abbildungsparameter bezogene Gesamtkalibrierungsabbildungen erzeugt. Zum Beispiel wird ein Gesamt-Offsetbild des Feldes durch stückweises Zusammensetzen aus Teil-Offsetbildern erzeugt (wobei in Überlappungsbereichen der Teil-Offsetbilder z.B. eine Priorisierung bestimmter Teil-Offsetbilder oder eine Mittelwertbildung erfolgen kann).
4. Schließlich kann während des laufenden Betriebs der Abbildungsvorrichtung für einen beliebigen neuen Teilbereich die hierauf bezogene Kalibrierungsabbildung gewonnen werden, indem sie einfach als entsprechender Ausschnitt aus den abgespeicherten Gesamtkalibrierungsabbildungen ausgewählt wird.

Das beschriebene Kalibrierungsverfahren hat den Vorteil, dass ein Großteil des Aufwandes für die Erzeugung von Kalibrierungsabbildungen nur einmal vorab getätigt werden muss (Schritte 1-3), und dass während des laufenden Betriebes (Schritt 4) aus den gewonnenen Resultaten in einfacher Weise für jeden beliebigen Teilbereich die zugehörige Kalibrierungsabbildung erzeugt werden kann.

- 20 Als Kalibrierungsabbildungen können insbesondere Dunkelbilder eines vorgegebenen Teilbereiches erzeugt und verwendet werden. Dunkelbilder zeichnen sich dadurch aus, dass bei ihrer Erzeugung die Bildsensoren keiner Strahlung ausgesetzt waren, so dass die Dunkelbilder den Offset der von den Bildsensoren erzeugten Ausgangssignale wieder- spiegeln. Der Offset wird bei der Kalibrierung einer gemessenen Abbildung von dieser
- 25 abgezogen. Die Gewinnung von Dunkelbildern kann gegebenenfalls auch während des laufenden Betriebs der Abbildungsvorrichtung erfolgen. Bei einem Röntgenapparat können z.B. durch einen Betrieb der Röntgenstrahlungsquelle mit halber Frequenz Dunkelbilder im Wechsel mit normalen Abbildungen aufgenommen werden. Hierdurch wird eine hohe Aktualität der Dunkelbilder sichergestellt, so dass Drifterscheinungen der
- 30 Apparatur keine gravierenden Auswirkungen haben.

Die Erfindung betrifft ferner eine Abbildungsvorrichtung mit einem zweidimensionalen Feld von Bildsensoren sowie einer Auswertungseinheit, welche die Bildpunktsignale, die durch ein Binning zusammenfasste Ausgangssignale von Bildsensoren repräsentieren, höchstens mit einer Maximalrate G_{\max} auslesen und verarbeiten kann.

- 5 Die Abbildungsvorrichtung ist dazu eingerichtet,
- die Vorgabe mindestens eines Parameters für die Festlegung eines Teilbereiches des Feldes zu ermöglichen,
 - eventuell verbleibende Parameter zur Festlegung des Teilbereiches sowie den Binningfaktor b und die Abbildungsrate f so festzulegen, dass bei Auslesen aller Bildpunktsignale aus dem Teilbereich die Maximalrate G_{\max} der Auswertungseinheit nicht überschritten wird.
- 10

Mit der Abbildungsvorrichtung lässt sich das oben erläuterte Verfahren ausführen, so dass dessen Vorteile verwirklicht werden können. Die Abbildungsvorrichtung kann

- 15 ferner so weitergebildet werden, dass sie auch die Varianten des oben erläuterten Verfahrens ausführen kann.

Vorzugsweise handelt es sich bei der Abbildungsvorrichtung um einen Röntgenapparat mit einer verstellbaren Blendenanordnung im Strahlengang, wobei mindestens ein Einstellungsparameter der Blendenanordnung vorgegeben werden kann und wobei gegebenenfalls verbleibende Einstellungsparameter der Blendenanordnung automatisch gesetzt werden. Wenn die Blendenanordnung zum Beispiel einen rechteckigen, zentrierten Bereich begrenzt, kann vorzugsweise die Breite dieses Bereiches manuell vorgegeben werden, während die Höhe des Bereiches automatisch berechnet und eingestellt wird.

20
25

Im Folgenden wird die Erfindung mit Hilfe der Figuren beispielhaft erläutert. Es zeigt:

Fig. 1 ein Ablaufschema für das erfindungsgemäße Verfahren;

Fig. 2 die Erzeugung von Kalibrierungsabbildungen für einen beliebigen Teilbereich.

30

In Figur 1 wird der erfindungsgemäße Betrieb eines dynamischen Röntgenfläch-
detektors 13 (FDXD) veranschaulicht, welcher aus einem Feld zeilen- und spaltenförmig
angeordneter Bildsensoren besteht. Von einer Auswertungseinheit 1 (Workstation)
können Kommandos und Informationen u an den Detektor übermittelt und Bildpunkt-
signale i einer Abbildung hieraus ausgelesen werden. Die Anzahl der Bildsensoren eines
5 derartigen FDXD 13 ist typischerweise sehr groß ($\geq 2000 \times 2000$), und es können
grundsätzlich mit einer hohen Abbildungs- oder Bildfolge rate von typischerweise 30 Hz
komplette Abbildungen aus dem Detektor 13 ausgelesen werden. Allerdings ist es bei
dem derzeitigen Stand der Technik nicht möglich, mit derartig hohen Abbildungsraten
10 den gesamten Detektor 13 auszulesen und in der Auswertungseinheit 1 die Abbildungen
zu verarbeiten. Daher erfolgt bei herkömmlichen Detektoren entweder eine Beschrän-
kung auf einige wenige, konstruktiv fest vorgegebene, im Detektorfeld zentrierte und
annähernd quadratische Teilbereiche mit einer geringeren Anzahl an Bildsensoren, oder
es werden durch ein Binning unter Verlust an Ortsauflösung Gruppen von 2×2 , 3×3
15 bzw. allgemein $n \times m$ Bildsensoren signalen zu einem Bildpunkt zusammengefasst. Ferner
kann auch die Abbildungsrate f gesenkt werden.

Die Bedingungen bei der Aufnahme einer Abbildung mit dem FDXD 13 werden in einem
sogenannten Mode zusammengefasst, welcher die folgenden Parameter enthält: Teilbild
20 oder Vollbild; Größe des Binnings (wobei ein nicht aktives Binning formal einem
Binning mit 1×1 Bildsensoren entspricht); analoge Verstärkungseinstellung innerhalb
des Detektors; maximale Belichtungszeit eines Einzelbildes; Abbildungsrate.

Weiterhin ist bei Röntgendetektoren zu beachten, dass zur Erzielung einer akzeptablen
25 Bildqualität eine gewonnene Abbildung für jeden Mode individuell kalibriert werden
muss. Dabei werden insbesondere der Offset (Bildsignale ohne Strahlungseingang), der
Gain (pixelweise unterschiedliche Umsetzungscharakteristik von Strahlungsmenge zu
elektrischem Signal) sowie Defekte (ausgefallene Pixel etc.) berücksichtigt.

Die bei herkömmlichen Röntgendetektoren fest vorgegebenen annähernd quadratischen und zentrierten Teilbereiche sind für viele Anwendungsfälle suboptimal. So wäre etwa bei medizinischen Aufnahmen der Speiseröhre oder der Beinvenen ein rechteckiges Format, zum Beispiel mit einem Seitenverhältnis 1:2, besser geeignet. Um dieses Ziel

5 erreichen, wird erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Lage, Größe und/oder Form eines abzubildenden Teilbereiches aus dem Feld der Bildsensoren beliebig konfigurierbar sein soll. Beispielhafte Umsetzungen dieses Konzeptes werden weiter unten unter Bezug-

nahme auf Figur 1 beschrieben. Dabei wird davon ausgegangen, dass die ausgewählten

10 Teilbereiche rechteckig sein sollen, so dass sie durch eine Breite Δx und eine Höhe Δy in ihrer Größe beschrieben werden können.

Die eingestellte Abbildungsrate (zum Beispiel 7,5; 15; 30 oder 60 Hz) sei ferner mit f und die maximale Rate der Auswertungseinheit 1 und der Übertragungsstrecke zwischen Auswertungseinheit 1 und FDXD 13 mit G_{\max} (zum Beispiel 40 Millionen Bildpunkt-

15 signale pro Sekunde) bezeichnet. Mehr Daten als durch G_{\max} angegeben können nicht übertragen oder nicht korrigiert und dargestellt werden. Weiterhin beschreibe der Binningfaktor b die Anzahl der zu einem Bildpunktsignal zusammengefassten (zum Beispiel gemittelten) Ausgangssignale einzelner Bildsensoren. Wenn allgemein $n \times m$ Bild-

20 sensoren zu einem Bildpunktsignal (virtuelles Bildpixel) zusammengefasst werden, beträgt der Binningfaktor somit $(n \cdot m)$. Ein inaktives Binning kann formal durch einen Binningfaktor $b = 1$ beschrieben werden.

Unter Zugrundelegung obiger Definitionen kann die Bedingung dafür, dass ein gewählter Teilbereich bei gegebenen Werten der Abbildungsrate f und des Binningfaktors b von der

25 Auswertungseinheit 1 noch verarbeitet werden kann, durch folgende Ungleichung beschrieben werden:

$$\Delta x \cdot \Delta y \cdot f / b \leq G_{\max} \quad (2)$$

Diese Ungleichung stellt den Spezialfall der Ungleichung (1) für rechteckige Teilbereiche dar. Die auf der linken Seite der Ungleichung stehenden Parameter werden bei den nachfolgend vorgestellten Verfahren zum Teil vorgegeben, und verbleibende Parameter werden anschließend so angepasst, dass die Ungleichung (gerade noch) erfüllt ist.

5

Beispiel 1: Konfiguration im Service-Modus

Im einfachsten Falle ist die Einstellung beliebiger Teilbereiche nur in einem Service-Modus durch einen Techniker möglich. Dabei wird entsprechend den vom Benutzer vorgetragenen Anforderungen und Wünschen mindestens ein Teilbereich konfiguriert.

- 10 Vorzugsweise erfolgt anschließend eine Kalibrierung dieses Teilbereiches. Den so vor-konfigurierten und kalibrierten Teilbereichen können bestimmte Mode-Nummern (M_1 , M_2 , ...) zugeordnet werden, unter denen diese dann im klinischen Betrieb abgerufen werden können. Alternativ können auch dem Detektor bei jedem Mode-Wechsel Parameter mitgeteilt werden, an denen der Mode erkannt werden kann, zum Beispiel vier
- 15 Parameter für die Größe und Lage des Teilbereiches. Das klinische Arbeiten selbst unterscheidet sich hinsichtlich der Bedienung nicht von den herkömmlichen Systemen, bei denen die Teilbereiche unveränderlich in der Röntgenapparatur konfiguriert sind.

Beispiel 2: Einblendungsbegrenzung ohne Auslesen von Dunkelbildern

- 20 Die zweite Variante des Verfahrens geht davon aus, dass eine Offset-Korrektur nicht notwendig ist oder dass vor Beginn der Untersuchungssequenz ein Dunkelbild des gesamten Feldes mit Hilfe der unten erläuterten "Mosaikkalibration" erzeugt wurde. Die Variante zeichnet sich dadurch aus, dass zur Einhaltung der maximalen Datenrate G_{\max} gemäß Ungleichung (2) die Breite Δy des Teilbereiches angepasst wird, während die
- 25 übrigen Größen vorgegeben werden. Das heißt, dass der Auflösung Priorität gegeben wird (b , f bleiben fix). Während einer Aufnahmeserie kann der Arzt bei dieser Variante die aktuell bestehende Einblendung (Δx_n , Δy_n) nach Wunsch ändern. Dies geschieht im Einzelnen in den folgenden Schritten:

1. Der Arzt verändert am Kollimator 12 die Einblendung in eine Richtung, zum Beispiel der x-Richtung: $\Delta x_n \rightarrow \Delta x_n$.
2. Die Auswertungseinheit 1 erfasst in Block 2 die eingestellte Position Δx_n des Kollimators 12 und berechnet hieraus Position und Größe des aktuell eingestellten Teilbereiches. Ferner sind die aktuellen Daten der Abbildungsrate f und des Binningfaktors b bekannt.
3. In Block 3 wird die Datenrate G^* für die aktuellen Einstellungen berechnet, und es wird überprüft, ob diese noch unterhalb der maximalen Datenrate G_{\max} liegt. Falls dies nicht der Fall ist, wird in Block 4 ein Wert Δy_n für die Einstellung der y-Richtung des Kollimators 12 berechnet, welcher die Einhaltung von Ungleichung (2) garantiert. Der neue Wert Δy_n wird dann dem Kollimator 12 mitgeteilt, und dort wird eine entsprechende Einstellung ausgeführt.
4. Im Block 5 wird die ermittelte Lage und Größe des Teilbereiches an den Detektor 13 übertragen.
5. Der Detektor 13 und sein Auslesesystem stellen sich auf die übermittelten Daten ein, so dass der Detektor für die Aufnahme des nächsten Bildes vorbereitet ist.
6. Sodann wird in der Röntgenstrahlungsquelle (nicht dargestellt) der nächste Röntgenimpuls ausgelöst, und der Detektor 13 liefert entsprechend den eingestellten Parametern die resultierende Abbildung i des vorgegebenen Teilbereiches an einen Zwischenspeicher 7 der Auswertungseinheit 1.
7. Aus der noch zu erläuternden Mosaikkalibration 14 liegen in einem Speicher 15 Kalibrierungsabbildungen für das gesamte Feld des Detektors 13 vor. Hierzu gehören insbesondere ein Offsetbild, eine Gain-Referenz sowie eine Karte mit Defekten. In Block 6 der Auswertungseinheit werden unter Rückgriff auf diese

5 Daten des Speichers 15 Teilbereichs-Kalibrierungsabbildungen für Offset, Gain und Defekte berechnet. Diese werden in Block 9 für eine Kalibrierung und Korrektur der aktuellen Aufnahme aus Block 7 verwendet, um eine korrigierte Abbildung 10 zu erzeugen. Letztere kann anschließend zum Beispiel auf einem Monitor 11 dargestellt werden. Der in Figur 1 ebenfalls dargestellte Block 8 wird bei dieser Variante des Verfahrens nicht benötigt.

Der klinische Betrieb der Röntgenapparatur erfolgt bei dem beschriebenen Verfahren somit kontinuierlich auch während des Einblendungsvorganges. Die Datenübertragung, 10 Datenkorrektur und Datendarstellung beschränkt sich auf den belichteten Bereich des Detektors 13. Wenn dabei eine Achse (x) zu groß aufgeblendet wird, vermindert sich automatisch die andere Achse (y).

3. Beispiel: Einblendungsbegrenzung mit Auslesen von Dunkelbildern

15 Falls die Mosaikkalibration 14 nicht für Offset-Bilder angewendet werden kann, werden gemäß einer dritten Variante des Verfahrens Offset-Bilder während der Einblendung ausgelesen. Weiterhin wird bei dieser Variante ebenso wie bei der zweiten Variante die Breite Δy des Teilbereiches zur Einhaltung von Ungleichung (2) angepasst, während die übrigen Größen vorgegeben werden. Das Aufnahmeverfahren läuft dann in den

20 folgenden Schritten ab:

1.-5. Die Schritte 1 bis 5 sind zu denjenigen der zweiten Variante identisch. Nach Schritt 5 kann jedoch nicht sofort eine Röntgenabbildung aufgenommen werden, da zuvor noch ein Offset-Bild des eingestellten Teilbereiches aufgenommen 25 werden muss, denn dieses kann laut Voraussetzung nicht dem Speicher 15 entnommen werden.

6. Die Röntgenstrahlung der Röntgenstrahlungsquelle (nicht dargestellt) wird für die nachfolgende Aufnahme ausgeschaltet.

7. Es wird ein Dunkelbild D1 für die Offset-Korrektur der nachfolgenden Aufnahme ausgelesen und in Block 8 gespeichert.
8. Anschließend wird die Röntgenstrahlung wieder eingeschaltet und eine belichtete Abbildung desselben Teilbereiches wird ausgelesen. Diese Aufnahme kann dann in Block 9 mit Hilfe des Dunkelbildes D1 aus Block 8 zu einer korrigierten Abbildung 10 verarbeitet werden, die sich auf dem Monitor 11 darstellen lässt.
9. Falls sich die Einblendung am Kollimator 12 in der Zwischenzeit gegenüber der vorhergehenden Aufnahme geändert hat, also der Einblendungsvorgang noch andauert, werden die Schritte 1 bis 8 wiederholt. Je nach der Anzahl der gemittelt gespeicherten Dunkelbilder (ca. 30) und der Abbildungsrate (ca. 30 Hz) dauert der Wechsel der Einblendung dann etwa eine Sekunde. In dieser Phase läuft der Detektor 13 mit der vorgewählten Abbildungsrate f weiter. Das Röntgen erfolgt jedoch durch das An- und Ausschalten der Röntgenstrahlungsquelle nur mit halber Frequenz.
10. Wenn der Einblendungsvorgang beendet ist, werden ausreichend viele Dunkelbilder für die Offset-Korrektur ausgelesen (ca. 30) und in einem Verfahren nach dem Stand der Technik gemittelt. Während der Aufnahme der Dunkelbilder wird keine Röntgenstrahlung erzeugt.
11. Anschließend wird die Röntgenstrahlung wieder eingeschaltet und der klinische Betrieb mit dem neu eingestellten Teilbereich für alle nachfolgenden Aufnahmen fortgesetzt.

4. Beispiel: Automatisches Binning

Bei der vierten Variante besitzt die Größe des eingestellten Teilbereiches Priorität, und es wird die Auflösung des Detektors durch das Binning, also die Zusammenfassung mehrerer Bildsensoren zu einem virtuellen Pixel, angepasst. Zur Einhaltung von

Ungleichung (2) wird daher der Parameter b verändert. Die Behandlung der Offset-Bilder kann ähnlich verlaufen wie bei der zweiten und dritten Variante und soll daher vorliegend nicht erneut beschrieben werden. Eine klinische Aufnahme verläuft bei der vierten Variante in den folgenden Schritten:

5

1. Der Arzt verändert die Einblendung in x -Richtung: $\Delta x_a \rightarrow \Delta x_n$.

2. Die Auswertungsinheit 1 berechnet die für die eingestellte Abbildungsrate f kompatible maximale y -Einblendung Δy_n in Block 4 und veranlasst deren Einstellung.

10

3. Sodann wird in Block 5 überprüft, ob die aktuellen Parameter Δx_n , Δy_n , f und b Ungleichung (2) erfüllen. Wenn dies nicht der Fall ist, werden schrittweise größere Binningfaktoren $b = 4, 9, \dots$ ausprobiert, bis der kleinste Binningfaktor b_{\min} gefunden wurde, bei dem Ungleichung (2) erfüllt ist. Dieser wird dann zusammen mit den übrigen Größen an den Detektor 13 übertragen.

15

4. ff Die Schritte 4 bis 7 beziehungsweise 4 bis 11 erfolgen wie oben bei der zweiten und dritten Variante.

20

Bei der vierten Variante ist somit jede Teilbildgröße einstellbar, da das Binning nötigenfalls angepasst wird.

5. Beispiel: Automatische Anpassung der Abbildungsrate

25 Bei der fünften Variante wird die Abbildungsrate f angepasst, um Ungleichung (2) zu erfüllen. Die Behandlung der Offset-Bilder erfolgt wie bei der zweiten und dritten Variante. Die Durchführung einer klinischen Aufnahme läuft gemäß den folgenden Schritten ab:

30 1. Der Arzt verändert die Einblendung in x -Richtung: $\Delta x_a \rightarrow \Delta x_n$.

2. Die Auswertungseinheit berechnet in Block 4 die für die eingestellte Abbildungsrate f kompatible maximale y -Einblendung Δy_n und veranlasst deren Einstellung.

5

3. In Block 5 wird dann überprüft, ob die aktuellen Daten Δx_n , Δy_n , f , b Ungleichung (2) erfüllen. Falls dies nicht der Fall ist, werden sukzessive kleinere Abbildungsraten f gemäß den möglichen Stufen von zum Beispiel 60 Hz, 30 Hz, 20 Hz, 15 Hz, 10 Hz, 7,5 Hz, ... ausprobiert, bis die größte Abbildungsrate f_{\max} gefunden wird, bei der Ungleichung (2) gerade erfüllt ist. Diese Abbildungsrate sowie die übrigen Parameter werden dann an den Detektor 13 übermittelt.

10

4. ff Die Schritte 4 bis 7 beziehungsweise 4 bis 11 erfolgen wie oben bei der zweiten und dritten Variante.

15

Bei der fünften Variante ist demnach jede Größe des Teilbereiches einstellbar, da die Abbildungsrate f gegebenenfalls angepasst wird. Für ein komfortables Arbeiten in diesem Modus sollten möglichst viele Stufen für die Abbildungsrate einstellbar sein.

20 6. Mosaikkalibration

Unter Bezugnahme auf Figur 2 soll nachfolgend die in Block 14 von Figur 1 durchgeführte Mosaikkalibration erläutert werden. Diese dient dazu, Kalibrierungsabbildungen (z.B. Dunkelbilder, Defektkarten etc.) für vorgegebene Daten des Binningfaktors b und der Abbildungsrate f für das gesamte Feld des Detektors 13 zu gewinnen, damit später beim Betrieb der Röntgenapparatur möglichst einfach hierauf zurückgegriffen werden kann. Die direkte Gewinnung solcher Kalibrierungsabbildungen ist dabei in der Regel aufgrund der Datenraten-Begrenzung nach Ungleichung (2) nicht möglich.

30

Gemäß der Mosaikkalibration wird das gesamte Feld 20 des Detektors zunächst(logisch) in Teilbereiche unterteilt, die die gesamte Fläche abdecken. Vorzugesweise sind diese Teilbereiche kachel- oder streifenförmig. Die Teilbereiche können sich auch überlappen. Ihre Größe wird so gewählt, dass hierfür die Gewinnung einer Abbildung unter Ein-

5 haltung von Ungleichung (2) möglich ist. Es können daher für jeden der Teilbereiche die gewünschten Kalibrierungsabbildungen 21 (zum Beispiel Dunkelbilder) gewonnen werden. Sofern bei der Gewinnung der Kalibrierungsabbildungen eine Bestrahlung des Röntgendetektors mit Röntgenstrahlung erforderlich ist, erfolgt diese für die gesamte Detektorfläche 20. Die Verhältnisse sind somit an jedem Bildsensor gleich.

10

Die Kalibrierungsabbildungen 21 werden im nächsten Schritt zu virtuellen Gesamt-Kalibrierungsabbildungen 22 für das ganze Detektorfeld zusammengesetzt. Insbesondere können auf diese Weise virtuelle Gesamt-Dunkelbilder, virtuelle Gesamt-Gain-Bilder und virtuelle Gesamt-Defektbilder gewonnen werden. Die Voraussetzungen für das

15

beschriebene Vorgehen sind dieselben wie bei der herkömmlichen Kalibrierung eines Detektors, das heißt, die Kalibrierungsergebnisse müssen für eine signifikante Zeitdauer zeitlich stabil und reproduzierbar sein. Die analogen parasitären Eigenschaften des Detektors sind nicht wichtig, solange sie reproduzierbar sind. Der Analoganteil der Bilderzeugung ist für alle Teilbilder absolut der gleiche. Es wird der ganze Detektor

20

bestrahlt und alle analogen Kanäle werden elektronisch ausgelesen. Der einzige Unterschied besteht darin, dass die nicht zu einem Teilbereich gehörende Information nicht elektronisch übertragen wird.

Wenn geringe zeitliche Driften des Detektors während der Kalibrierung nicht ausge-

25

schlossen werden können, können die erforderlichen m Bilder der n Teilbereiche in gemischter zeitlicher Abfolge aufgenommen werden. Dadurch verschwindet dann der Einfluss der zeitlichen Drift. Das heißt, dass im Gegensatz zur einfachen Abfolge ($K_{11}, \dots, K_{1m}, \dots, K_{n1}, \dots, K_{nm}$) eine gemischte Abfolge ($K_{11}, K_{21}, \dots, K_{n1}, K_{12}, \dots, K_{nm}$) gewählt wird, wobei K_{nm} das Bild Nummer m des Teilbereiches n ist.

Da in der Regel höchstens vier oder sechszehn Teilbereiche für ein Vollbild benötigt werden, ist der Mehraufwand der Mosaikkalibration vertretbar, zumal sie sich automatisch durchführen lässt.

5. Zur Kalibrierung einer aktuellen klinischen Aufnahme (Block 9 in Figur 1) wird ein Teilbild 23 aus der Gesamt-Kalibrierungsabbildung 22 herausgenommen, das in Größe und Lage genau dem klinischen Einzelbild entspricht. Dies ist sehr einfach möglich, so dass der klinische Einsatz der Vorrichtung durch die Gewinnung von Kalibrierungsabbildungen nicht belastet wird.

10

Die Mosaikkalibration muss für alle in Frage kommenden Abbildungsraten f und Binningfaktoren b durchgeführt werden. Bei kleinen Abbildungsraten wird nur ein Teilbereich für den gesamten Detektor benötigt, das heißt, die Mosaikkalibration geht in eine übliche Kalibrierung nach dem Stand der Technik über.

15

PATENTANSPRÜCHE

1. Verfahren zum Betrieb einer Abbildungsvorrichtung mit einem zweidimensionalen Feld von Bildsensoren sowie einer Auswertungseinheit, welche die Bildpunktsignale, die durch ein Binning zusammenfasste Ausgangssignale von Bildsensoren repräsentieren, höchstens mit einer Maximalrate G_{\max} auslesen und verarbeiten kann, wobei

- 5 - mindestens ein Parameter zur Festlegung eines Teilbereiches des Feldes vorgegeben wird,
- eventuell verbleibende Parameter zur Festlegung des Teilbereiches sowie der Binningfaktor b und die Abbildungsrate f so festgelegt werden, dass bei Auslesen aller Bildpunktsignale aus dem Teilbereich die Maximalrate G_{\max} der
10 Auswertungseinheit nicht überschritten wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

- 15 dass die Bildsensoren in einem periodischem Muster in einem rechteckigen Feld angeordnet sind und der Teilbereich rechteckig mit zu den Rändern des Feldes parallelen Seiten ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1,

dadurch gekennzeichnet,

- 20 dass die Bildsensoren Röntgenstrahlungssensoren sind.

4. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass der Teilbereich im Service-Modus der Abbildungsvorrichtung vorgegeben wird.
- 5 5. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass Regeln vorgegeben werden, gemäß welchen Größen gegenüber ihren aktuellen
Werten verändert werden, um die Einhaltung der Maximalrate G_{\max} zu erreichen.
- 10 6. Verfahren nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet,
dass die Auswertung der Bildpunktsignale mit Hilfe von auf den Teilbereich bezogenen
Kalibrierungsabbildungen erfolgt.
- 15 7. Verfahren nach Anspruch 6,
dadurch gekennzeichnet,
dass
- das gesamte Feld der Bildsensoren überdeckende Teilbereiche ausgewählt werden;
 - 20 - für jeden der Teilbereiche hierauf bezogene Kalibrierungsabbildungen zu vorgegebenen Abbildungsparametern erzeugt werden;
 - aus den Kalibrierungsabbildungen der Teilbereiche auf das gesamte Feld der Bildsensoren bezogene Gesamtkalibrierungsabbildungen zu den Abbildungsparametern erzeugt werden;
 - 25 - Kalibrierungsabbildungen für einen beliebigen neuen Teilbereich aus den Gesamtkalibrierungsabbildungen gewonnen werden.

8. Verfahren nach Anspruch 6,

dadurch gekennzeichnet,

dass Dunkelbilder des Teilbereiches erzeugt und als Kalibrierungsabbildungen verwendet werden.

5

9. Abbildungsvorrichtung mit einem zweidimensionalen Feld von Bildsensoren sowie einer Auswertungseinheit, welche die Bildpunktsignale, die durch ein Binning

zusammenfasste Ausgangssignale von Bildsensoren repräsentieren; höchstens mit einer

Maximalrate G_{\max} auslesen und verarbeiten kann, wobei die Abbildungsvorrichtung dazu

10 eingerichtet ist,

- die Vorgabe mindestens eines Parameters für die Festlegung eines Teilbereiches des Feldes zu ermöglichen,

- eventuell verbleibende Parameter zur Festlegung des Teilbereiches sowie den Binningfaktor b und die Abbildungsrate f so festzulegen, dass bei Auslesen aller

15 Bildpunktsignale aus dem Teilbereich die Maximalrate G_{\max} der Auswertungseinheit nicht überschritten wird.

10. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 9,

dadurch gekennzeichnet,

20 dass sie einen Röntgenapparat mit einer verstellbaren Blendenanordnung im

Strahlengang umfasst, wobei mindestens ein Einstellungsparameter der Blendenanordnung vorgegeben werden kann und gegebenenfalls verbleibende Einstellungsparameter automatisch gesetzt werden.

25

ZUSAMMENFASSUNG

Verfahren und Vorrichtung zur Erzeugung von Teilabbildungen

Die Erfindung betrifft die Erzeugung von Abbildungen mit einem zweidimensionalen Feld von Bildsensoren, insbesondere mit einem dynamischen Röntgenflach-

- 5 detektor FDXD. Die Einhaltung der maximalen Datenrate G_{\max} einer Auswertungseinheit (1) erfordert dabei, dass zwischen der Breite Δx und Höhe Δy eines ausgelesenen Teilbereiches des Bildsensors, der Abbildungsrate f und dem Binningfaktor b die Beziehung $\Delta x \cdot \Delta y \cdot f / b \leq G_{\max}$ erfüllt ist. Gemäß dem Verfahren können die Größe, Lage und/oder Form des Teilbereiches definierende Parameter beliebig vorgegeben werden,
- 10 wobei die übrigen Größen der Ungleichung gegebenenfalls so angepasst werden, dass diese erfüllt bleibt. Im Rahmen des Verfahrens wird ferner eine Mosaikkalibration durchgeführt, bei welcher Kalibrierungsabbildungen des gesamten Bildsensors aus Kalibrierungsabbildungen von Teilbereichen zusammengesetzt werden.

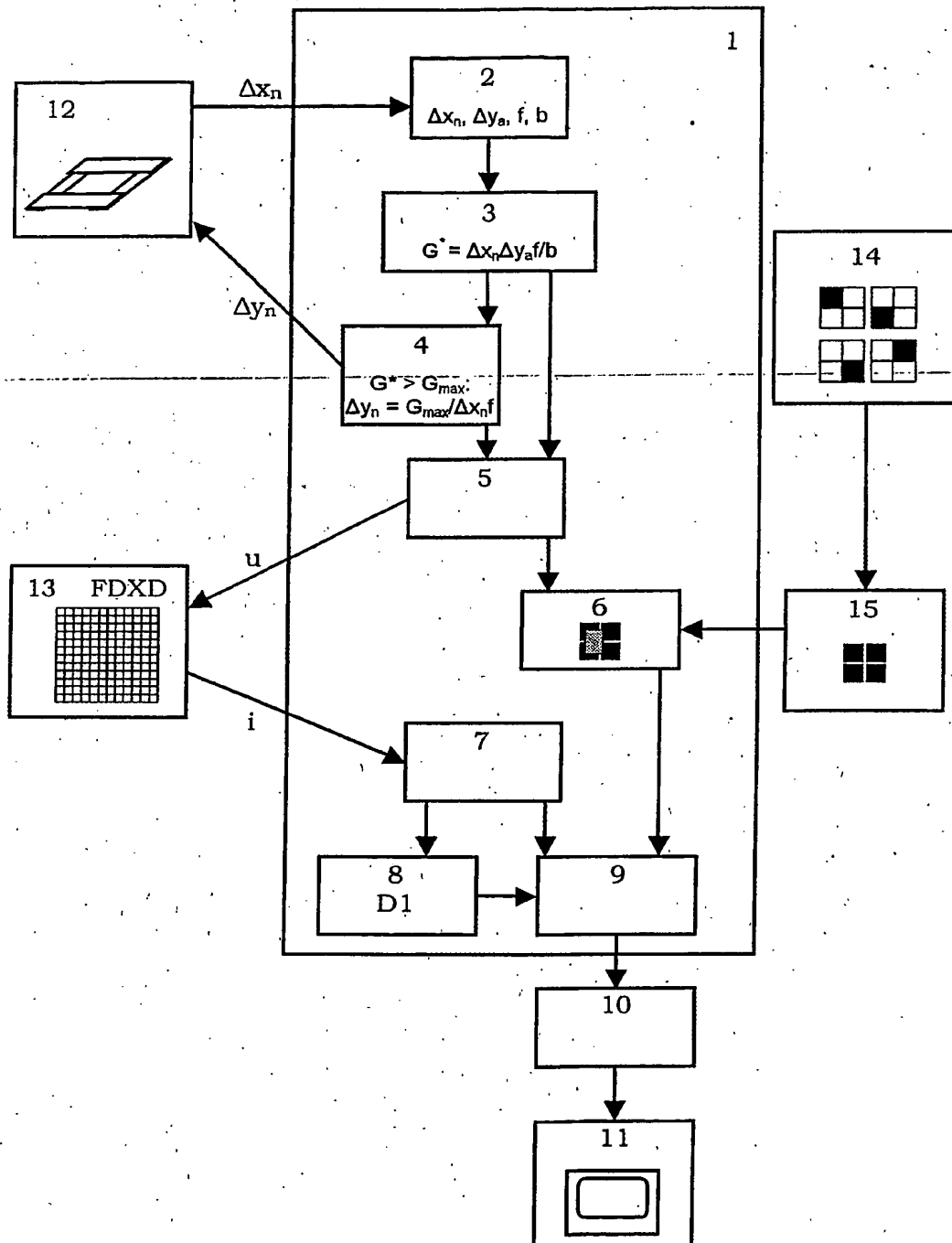


Fig. 1

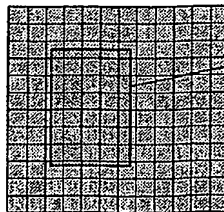
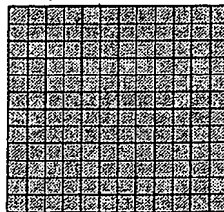
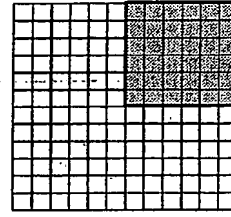
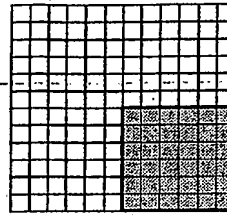
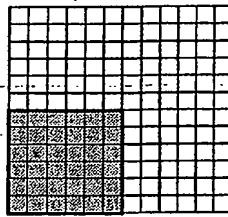
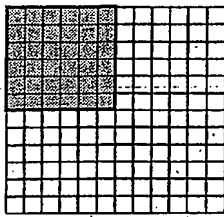
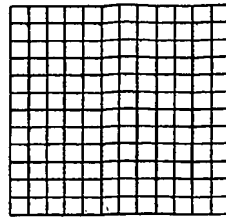
$\frac{2}{2}$

20

21

22

23

Fig. 2



To the European Patent Office

Entry into the European phase (EPO as designated or elected Office)

European application number	
PCT application number	PCT/IB2003/04185
PCT publication number	
Applicant's or representative's reference	PHDE020218 EP

1. Applicant

Particulars of the applicant(s) are contained in the international publication or were recorded by the International Bureau subsequent to the international publication. ☒

Changes which have not yet been recorded by the International Bureau are set out here: ☐

Address for correspondence

2. Representative 1

This is the representative who will be listed in the Register of European Patents and to whom notifications will be made

Name	Volmer, Georg
Address of place of business	Philips Intellectual Property & Standards GmbH Postfach 50 04 42 D-52088 Aachen Germany

Telephone	+49 241 70 40 0
------------------	-----------------

Fax	+49 241 70 40 170
------------	-------------------

e-mail

Any additional representative(s) is/are listed here: ☐

3. Authorisation

An individual authorisation is attached. ☐

A general authorisation has been registered under No: ☐

A general authorisation has been filed, but not yet registered. ☐

The authorisation filed with the EPO as PCT receiving Office expressly includes the European phase. ☐

4. Request for examination

Examination of the application under Art. 94 EPC is hereby requested. The examination fee is being (has been, will be) paid. ☒

Request for examination in an admissible non-EPO language: ☒
Verzocht wordt om onderzoek van de aanvraag als bedoeld in Art. 94.

5. Copies

One or more additional sets of copies of the documents cited in the supplementary European search report are hereby requested.

☐

Number of additional sets of copies

6. Documents intended for proceedings before the EPO

6.1 Proceedings before the EPO as designated Office (PCT I) are to be based on the following documents:

the application documents published by the International Bureau (with all claims, description and drawings), where applicable with amended claims under Art. 19 PCT

☒

unless replaced by the amendments attached.

☐

Where necessary, clarifications should be attached as 'Other Documents'

6.2 Proceedings before the EPO as elected Office (PCT II) are to be based on the following documents:

the documents on which the International preliminary examination report is based, including any annexes

☒

unless replaced by the amendments attached.

☐

Where necessary, clarifications should be attached as 'Other Documents'

If the EPO as International Preliminary Examining Authority has been supplied with test reports, these may be used as the basis of proceedings before the EPO.

☐

7. Translations

Translations in one of the official languages of the EPO (English, French, German) are attached as crossed below:

* *In proceedings before the EPO as designated or elected Office (PCT I + II):*

Translation of the International application (description, claims, any text in the drawings) as originally filed, of the abstract as published and of any indication under Rule 13bis.3 and 13bis.4 PCT regarding biological material

☐

Translation of priority application(s)

☐

It is hereby declared that the international application as originally filed is a complete translation of the previous application (Rule 38(5) EPC)

☐

* *In addition, in proceedings before the EPO as designated Office (PCT I):*

Translation of amended claims and any statement under Art. 19 PCT, if the claims as amended are to form the basis for the proceedings before the EPO (see Section 6).

☐

* *In addition, in proceedings before the EPO as elected office (PCT II):*

Translation of annexes to the international preliminary examination report

☐

8. Biological material

The invention relates to and/or uses biological material deposited under Rule 28 EPC. ☐

The particulars referred to in Rule 28(1)(c) EPC (if not yet known, the depository institution and the identification reference(s) [number, symbols, etc.] of the depositor) are given in the international publication or in the translation submitted under Section 7 on: ☐

page(s) / line(s)

A copy of the receipt(s) of deposit issued by the depository institution

is attached ☐

will be filed at a later date ☐

A waiver of the right to an undertaking from the requester pursuant to Rule 28(3) EPC is attached. ☐

9. Nucleotide and amino acid sequences

The items required under Rules 5.2 and 13ter PCT and Rule 111(3) EPC have already been furnished to the EPO. ☐

The sequence listing as part of the description is attached in PDF format. ☐

The sequence listing does not include matter that goes beyond the content of the application as filed. ☐

In addition, the sequence listing data is attached in computer-readable form in accordance with WIPO Standard 25. ☐

The sequence listing data in computer-readable form in accordance with WIPO Standard 25 is identical to the sequence listing in PDF format. ☐

10. Designation fees

10.1 It is currently intended to pay seven times the amount of the designation fee. The designation fees for all the EPC contracting states designated in the international application are thereby deemed to have been paid (Art. 2 No. 3 RFees). ☒

AT BE BG CH LI CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL PL PT RO
SE SI SK TR

10.2 The declaration in No. 10.1 does not apply. Instead, it is currently intended to pay fewer than seven designation fees for the following EPC contracting states designated in the international application: ☐

It is requested that no communications under Rule 108(3) EPC be issued in respect of any contracting states not indicated.

10.3 If an automatic debit order has been issued (Section 12), the EPO is authorised, on expiry of the basic period under Rule 107(1)(d) EPC, to debit seven times the amount of the designation fee. If states are indicated in No. 10.2, the EPO will debit designation fees for those states only, unless instructed otherwise before the basic period expires. ☒

11. Extension of the European patent

This application is also considered as being a request for extension to all the non-contracting states to the EPC designated in the international application with which "extension agreements" were in force on the date of filing the international application. However, the extension only takes effect if the prescribed extension fee is paid.



It is currently intended to pay the extension fee for the following states:

12. Automatic debit order

Currency

EUR

The EPO is hereby authorised, under the Arrangements for the automatic debiting procedure, to debit from the deposit account below any fees and costs falling due. For designation fees, see "States". The EPO is also authorised, on expiry of the basic period for paying the extension fees, to debit those fees for each of the "extension states" indicated in "States", unless instructed otherwise before the said period expires.

Deposit account number
Account holder

28090021
Philips International B. V. - IP&S

13. Reimbursements (if any) should be made to the following EPO deposit account:

Number and account holder

28090021, Philips International B. V. -
IP&S

14. Fees

		Factor applied	Fee schedule	Amount to be paid
14-1	002 Search fee	0	690.00	0.00
14-2	015 Claims fee	0	40.00	0.00
14-3	020 Basic national fee for an international application	1	90.00	90.00
14-4	033 Renewal fee for the 3rd year	1	380.00	380.00
Total:			EUR	470.00

15. Annotations

16. Signature(s) of applicant(s) or representative

Place: Aachen
Date: 12 January 2005
Signed by: Subject: DE, Philips IP&S GmbH, G. Volmer
Issuer: DE, D-Trust GmbH, D-Trust for EPO 2.0
Capacity: (Vertreter)

For employees (Art. 133(3) EPC) having a general authorisation:
General authorisation No.



Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Acknowledgement of receipt

We hereby acknowledge receipt of the form for entry into the European phase (EPO as designated or elected Office) as follows:

Submission number	36532	
PCT application number	PCT/IB03/04185	
Date of receipt	12 January 2005	
Your reference	PHDE020218 EP	
Applicant		
Country		
Documents submitted	EPF1200.PDF ep-euro-pct.xml	application-body.xml package-data.xml
Submitted by	CN=G. Volmer,O=Philips IP&S GmbH,C=DE	
Method of submission	Online	
Date and time receipt generated	12 January 2005, 12:56:23	
Digest	16:DF:6D:3C:13:31:82:20:13:63:4C:8F:3F:A9:DA:49:87:D B:BB:E7	

/European Patent Office/

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☐ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.